



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



Veröffentlichungsnummer: **0 442 137 A1**

12

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

21 Anmeldenummer: 90125332.8

51 Int. Cl.⁵: **A61B 17/32, A61B 17/22**

22 Anmeldetag: 22.12.90

30 Priorität: 14.02.90 DE 4004507
12.06.90 DE 9006606 U
07.04.90 DE 9004074 U
11.07.90 US 551013

43 Veröffentlichungstag der Anmeldung:
21.08.91 Patentblatt 91/34

94 Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE DK ES FR GB GR IT LI LU NL SE

71 Anmelder: **ANGIOMED AG**
Wachhausstrasse 6
W-7500 Karlsruhe 41(DE)

72 Erfinder: **Schnepp-Pesch, Wolfram**
Schönblick 6
W-7505 Ettlingen(DE)
Erfinder: **Lindenberg, Josef**
Käthe-Kollwitz-Strasse 10a
W-7500 Karlsruhe(DE)
Erfinder: **Starck, Erhard Dr.**
Stiftstrasse 7
W-6242 Kronberg/Taunus(DE)

74 Vertreter: **Dr.-Ing. Hans Lichti Dipl.-Ing. Heiner**
Lichti Dipl.-Phys. Dr. Jost Lempert
Postfach 41 07 60 Durlacher Strasse 31
W-7500 Karlsruhe 41(DE)

54 Vorrichtung zur Atherektomie.

57 Die Erfindung schlägt eine neue Vorrichtung zur Atherektomie vor, die wenigstens ein drehbares Teil zur Entfernung von Ablagerungen, Verschlüssen od.dgl. in einem Gefäß, wie einem Blutgefäß aufweist, bei der das Drehglied (2,3,4) aus einer achsnahen Stellung radial expandierbar ist.

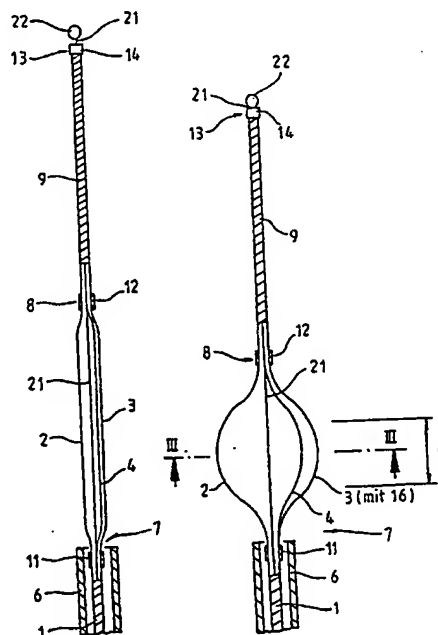


Fig. 1

Fig. 2

EP 0 442 137 A1

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Atherektomie mit mindestens einem drehbaren Element zum Abtragen von Belägen, Okklusionen, oder dergleichen in einem Gefäß.

Es ist eine derartige Vorrichtung zur Atherektomie bekannt, die an dem proximalen Ende einer als schraubenförmig gewickelten Draht ausgebildeten Antriebswelle zwei konisch aufeinander zugerichtete Schneidmesser aufweist. Im Hinblick auf eine nicht eindeutige Terminologie hinsichtlich der Bezeichnung proximal und distal wird in der vorliegenden Anmeldung unter Berücksichtigung, daß rumpfwärts bzw. zum Herzen hingeliegene Teile einer Extremität durchgängig als "proximale" bezeichnet werden, das zum Herzen hingeliegene Ende der erfindungsgemäßen Vorrichtung bzw. eines Teils derselben als proximal und der zum Operateur hinggerichtete Teil als distal bezeichnet.

Bei der bekannten Vorrichtung hat der distale Bereich der Schneiden aufgrund der zum proximalen Ende hin konischen Zurichtung einen erheblichen Durchmesser, wobei auch die Welle einen entsprechenden Durchmesser hat. Da die Welle durch einen Katheter geführt werden muß, muß dieser einen entsprechend noch größeren Durchmesser haben. Der durch die bekannte Vorrichtung zu schaffende Kanal durch eine Stenose oder einem Verschuß in einem Gefäß bestimmt daher die Größe der Punktionsstelle zum Einführen der Vorrichtung, die einen wesentlich größeren Querschnitt aufweisen muß, als der im Gefäß freizulegende Kanal. Die durch Schraubenwicklung eines Drahtes gebildete Welle läßt sich aufgrund ihrer Stärke schlecht abdichten, so daß Blut aus dem Gefäß und distal aus der Vorrichtung austreten kann. Bei stärkerer Festklemmung eines Abdichtventils erhöht sich die Reibung derart, daß eine Beschädigung der Antriebswelle eintreten kann.

Weiterhin können Ablagerungen, wie thrombotische Okklusionen in Gefäßen oder dergleichen durch ein in das Gefäß zum Verschuß beziehungsweise der Verengung hingeführtes drehbares Element abgetragen werden, wobei einerseits vorgeschlagen wird, eine Rotation im Bereich von 100000 Umdrehungen pro Minute zu verwenden, um das Okklusionsmaterial zu pulverisieren. Es besteht die Gefahr, daß die pulverisierten Teilchen sich wieder an anderen Stellen, möglicherweise in wesentlich engeren, aber wichtigen Gefäßen, ablagern und dort zu Schädigungen führen können. Andere mit geringer Drehzahl bis höchstens 500 Umdrehungen pro Minute umlaufende Vorrichtungen beschränken sich darauf, das gefäßverschließende Material zur Seite zu drängen. Hiermit kann keine zuverlässige dauerhafte Freilegung einer Stenose erreicht werden, von einer Öffnung einer Okklusion ganz zu schweigen. Es sind weiterhin Vorrichtungen bekannt, die verengendes Material im

Gefäß in der einen oder anderen Form heraus-schneiden. Soweit hier ein drehender Katheter eingesetzt wird, so besteht die Gefahr, daß dieser bei seiner Drehung die Gefäßwand mitnimmt, und so eine Verschlingung zu verursachen droht, so daß auch hier nur mit sehr geringen Geschwindigkeiten gearbeitet werden kann. Soweit das Abtragen durch an einer Welle durch einen Katheter geführte Arbeitswerkzeuge geschieht, so müssen diese mit Abstand zur Kathetermündung arbeiten, so daß gegebenenfalls durch den Katheter ausgeübte Sog zur Entfernung der abgetragenen Partikel nicht ausreicht, sämtliche Partikel mitzuziehen.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde unter Vermeidung der vorgenannten Nachteile eine verbesserte Atherektomie-Vorrichtung zu schaffen.

Erfindungsgemäß wird die genannte Aufgabe durch eine Atherektomie-Vorrichtung gelöst, welche dadurch gekennzeichnet ist, daß das drehbare Element aus einer achsnahen Stellung radial spreizbar ist. In bevorzugter Weise kann vorgesehen sein, daß die Schneide(n) sich in der achsnahen Stellung im wesentlichen axial erstreckt (erstrecken).

Durch die Vorsehung von radial spreizbaren Elementen zum Abtragen der Beläge etc. wird es ermöglicht diese zunächst in ihrer kontrahierten Stellung in das Gefäß einzuführen, so daß eine Funktion mit einem geringen Querschnitt notwendig ist. Andererseits können die Elemente am Operationsort radial gespreizt werden, so daß mit ihnen eine Atherektomie mit einem im Gefäß freigelegten Kanal durchgeführt werden kann, der einen wesentlich größeren Querschnitt als die notwendige Funktionsstelle aufweist. Hierdurch wird die Belastung des Patienten reduziert. Weiterhin wird das Arbeiten mit einer erfindungsgemäßen Vorrichtung erleichtert.

Grundsätzlich können die Elemente durch ein Spreizelement nach außen in ihre Schneid- bzw. Betriebstellung gestellt werden. Nach einer solchen Ausgestaltung wird der Erweiterungsvorgang der Gefäßverengung auf jeden Fall von deren proximalen Ende her durchgeführt, wobei die Elemente zunächst in kontrahierter Vorrichtung durch einen in herkömmlicher Weise ausgebildeten Kanal dort hinbewegt wurden, bevor sie radial gespreizt werden. Grundsätzlich das gleiche Vorgehen kann auch vorgenommen werden, ist aber nicht notwendig, bei einer Ausgestaltung, bei der Endbereiche der Elemente axial aufeinander zubewegbar sind. Bei dieser Ausgestaltung sind die Elemente elastisch flexibel ausgebildet und werden radial dadurch gespreizt, daß mit Axialabstand auf jeweils einem Element liegende Punkte axial aufeinander zubewegt werden, wodurch die vorzugsweise drahtförmigen Elemente radial nach außen gebo-

gen werden. Diese Ausgestaltung weist den Vorteil auf, daß keine sich nach außen erstreckenden freien Stirnseiten oder Enden der Elemente vorhanden sind. Während die Schneidelemente grundsätzlich aus Stahldraht bestehen können, sind sie insbesondere bei der vorbeschriebenen Ausgestaltung aus Nickeltitanlegierung, wie aus Nitinol, die gegenüber Stahldraht eine höhere Flexibilität aufweist. Es wird vorzugsweise Flachdraht verwendet, an dem die Schneiden geschliffen sind.

Die axiale Spannung der Elemente wird in der bevorzugten Ausgestaltung dadurch erreicht, daß die Elemente an Tragteilen ausgebildet sind, die an den Abstand zueinander angeordneten Verbindungsstellen zusammengehalten sind und daß die Verbindungsstellen axial aufeinander zubewegbar sind. Die Elemente weisen vorzugsweise auf einem Teilbereich der Drahtteile durch Zuschleifen ausgebildete Schneiden oder Messer auf. Die Schneiden weisen dabei im wesentlichen in tangentialer Richtung eines durch die Drahtteile gebildeten Rotationskörpers. Das Spannen kann in konkreter Weise dadurch geschehen, daß durch die Verbindungsstellen ein Zugdraht geführt ist, mittels dem die Verbindungsstellen zueinander hinziehbar sind, wobei weiterhin vorgesehen sein kann, daß die Drahtteile im Bereich der Verbindungsstellen durch Hülssen zusammengehalten sind.

Weitere Ausbildungen sehen vor, daß die spreizbaren Elemente distal mit einem schraubenförmig gewickelten Hohl Draht verbunden sind und daß sich an die Elemente bzw. Drahtstücke proximal beim schraubenförmig gewickelter Hohl Drahtansatz anschließt, wobei der distal ausgebildete Hohl Draht eine Antriebswelle zum Drehantreiben der Schneiden bildet. Während die spreizbaren Elemente bzw. die Drahtteile, auf denen gegebenenfalls Schneiden ausgebildet sind, grundsätzlich separat von den Hohl Drahtabschnitten ausgebildet sein und mit diesen in geeigneter Weise fest verbunden sein können, beispielsweise durch Löten, Festklemmen oder dergleichen, sieht eine äußerst bevorzugte Ausgestaltung vor, daß die Elemente bzw. die Drahtstücke einstückig mit den Hohl Drahtteilen ausgebildet sind.

Der proximal zu den Elementen angeordnete Hohl Drahtansatz trägt dazu bei vor der Aufweitung des Gefäßlumens eine Rekanalisation zu schaffen, um den Aufweit- und Abtragsvorgang durch die Elemente vom proximalen Ende der Verengung her vorzunehmen zu können.

Wenn gemäß weiterer bevorzugter Ausgestaltung vorgesehen ist, daß der Zugdraht die Elemente bzw. Einzeldrähte proximal überragt und an seinem überragenden Ende ein erweitertes Widerlager gegen eine distal ausgeübte Zugkraft befestigt ist und daß das Widerlager als Kugel ausgebildet ist, so kann durch Ziehen am Zugdraht in distaler

Richtung über das Widerlager die Zugkraft auf den proximalen Zusammenführungs- bzw. Verbindungsbereich der gegebenenfalls Schneiden tragenden Einzeldrähte übertragen werden, so daß dieser Verbindungsbereich in dieser Weise zum distalen Verbindungsbereich der Einzeldrähte gezogen werden kann, wodurch diese sich - gegebenenfalls mit ihren Schneiden - radial nach außen stellen.

Während die Rekanalisation grundsätzlich in bekannter Weise durchgeführt werden kann, sieht eine bevorzugte Ausgestaltung vor, daß die erfindungsgemäße Vorrichtung hierzu eingesetzt werden kann, so daß vermieden wird, daß verschiedene Instrumente durch den Führungskatheter wiederholt ein- und ausgebracht werden müssen. Hierzu ist die am sich durch den proximalen Hohl Drahtabschnitt hindurcherstreckenden Zugdraht ausgebildete Kugel oder allgemein ein Widerlager mit Schneidteilen versehen. Solche Schneidteile können durch auf der Kugel angebrachte Diamantsplitter, durch an dieser ausgefräzten Schneiden oder auf dieser befestigten Schneidfolie gebildet sein.

In weiterer Ausgestaltung kann insbesondere vorgesehen sein, daß der Zugdraht als Hohl Draht ausgebildet ist und sich dessen Hohlraum gegebenenfalls durch das Widerlager hindurch erstreckt. Bei einer solchen Ausgestaltung kann zunächst in völlig üblicher Weise ein herkömmlicher Führungsdraht gelegt werden, über den dann die erfindungsgemäße Vorrichtung eingeführt wird. Hierdurch wird neben einem antegraden Ausschälen des Gefäßes insbesondere ein retrogrades Freilegen unterstützt.

In einer anderen Ausgestaltung ist vorgesehen, daß die Vorrichtung bzw. die spreizbaren Elemente zangenartig ausgebildet ist. Dabei ergibt sich eine besonders einfache Realisierung, wenn die Schneiden angeschliffene Axialkanten der Zangenbacken sind.

Um abgetragene Elemente zur Kathetermündung zu bewegen, damit diese von dort anliegendem Unterdruck zuverlässig abgesaugt werden können, ist weiterhin ein Antrieb vorgesehen, der eine Einrichtung zur Aufnahme des Anfangs eines langgestreckten hohlen Führungsteils, wie eines Katheters, und einen drehbaren Anschlußteil zum Drehantrieb von Einrichtungen zur Abtragung der Ablagerungen vor dem oximalen Ende des Führungsteils aufweist und bei dem das Anschlußteil in axialer Richtung relativ zur Führungsteil-Aufnahme hin- und herbewegbar ist.

Durch die axial bewegliche Ausgestaltung des durch den Antrieb getretene Anschlußteils desselben für die die Ablagerung abtragenden Arbeitswerkzeuge (die in unterschiedlichster Weise ausgestaltet sein können) wird es möglich, die Arbeitswerkzeuge einerseits zum Abtragen des zu entfernenden Materials aus der Kathetermündung heraus

in den Bereich der Stinose oder Okklusion einzuführen und andererseits rhythmisch die Arbeitswerkzeuge unter Aufrechterhaltung der Arbeitsdrehung zur Kathetermündung und gegebenenfalls teilweise in diese hinein zurückzubringen, so daß mit den Arbeitswerkzeugen mitgeführte Partikel zuverlässig durch den im Katheter oder im hohlen Führungsteil ausgeübten Unterdruck abgesaugt werden können.

Die durch den Antrieb getriebenen Arbeitswerkzeuge können in unterschiedlicher Weise ausgebildet sein. Es können spiralförmige Ausbildungen oder Körbchenausbildungen sein, bei denen also Abtragungselemente in Form von Drähten - stumpf oder zugeschliffen - in Axialrichtung auf dem Umfang eines fiktiven Rotationsellipsoids angeordnet sind. Diese beiden Ausgestaltungen fangen in dem durch die Abtragungsdrähte beziehungsweise die Schrauben- oder Wendelausbildung gegebenen Bereich abgetragenes Material und können dieses daher bei ihrer Zurückbewegung zur Mündung des hohlen Führungsteils hin zuverlässig mitnehmen, so daß das abgetragene Material zuverlässig abgesaugt wird. Grundsätzlich sind aber auch andere Ausgestaltungen der Werkzeuge möglich.

Die axiale Hin- und Herbewegung des Anschlußteils des erfindungsgemäßen Antriebs und damit der mit diesem verbundenen Arbeitswerkzeuge erfolgt in einer bevorzugten Ausgestaltung manuell, wobei vorteilhafterweise vorgesehen ist, daß das drehbare Anschlußteil manuell axial hin- und herbewegbar ist. Hierdurch kann der Operateur die axiale Hin- und Herbewegung der Arbeitswerkzeuge in gewünschter Weise steuern und einstellen. Zur Erleichterung und Entlastung des Operateurs kann in alternativer Weise auch vorgesehen sein, daß das drehbare Anschlußteil motorisch axial hin- und herbewegbar ist. Der Axialantrieb kann dabei derart ausgebildet sein, daß eine axial fest, aber drehbar mit dem Anschlußteil und drehfest mit dem Gehäuse des Antriebs verbundene Hülse mit einer geschlossenen, in Form eines Meanders um den Umfang geführten Nut, in der die Nocken eines mit gegenüber der Winkelgeschwindigkeit des Anschlußteils geringer Winkelgeschwindigkeit umlaufenden Übertragungsteils eingreift. Die Hin- und Herbewegung kann von dem gleichen Motor abgeleitet sein, der die hochtourige Drehbewegung im Bereich von wenigen 100 bis 2000 Umdrehungen pro Minute des Anschlußteils und damit der Arbeitswerkzeuge bewirkt, indem zwischen der Abtriebswelle des Motors und dem Umsetzgetriebe zur Umsetzung eines Drehantriebs in die lineare Hin- und Herbewegung ein Übersetzungsgetriebe angeordnet ist, wie es beispielsweise grundsätzlich aus Uhrwerken bekannt ist.

Zum Anschluß der Arbeitswerkzeuge beziehungsweise derselben über eine durch das Füh-

rungsteil hindurchragenden Welle kann das Anschlußteil ein Kopplungselement beispielsweise in Form eines Luer-Loks oder dergleichen aufweisen. Das hohle längliche Führungsteil, insbesondere ein Katheter wird mit dem Antrieb fest dadurch verbunden, indem an der Aufnahmeeinrichtung für diesen eine in axialer Richtung beidseitig durch Schultern begrenzte nach Innen gerichtete Umfangsnut ausgebildet ist, in die radial Flanschteile des Katheters oder mit diesem fest verbundene Elemente eingesetzt werden können.

Der Antrieb weist vorzugsweise einen Elektromotor auf und ist, um einerseits eine Unabhängigkeit vom Stromnetz zu gewährleisten, andererseits aus sicherheitstechnischen Gründen mit einem eigenen Energiespeicher versehen. Dieser kann ein aufladbarer Akkumulator oder aber eine Batterie sein. In beiden Fällen ist es vorteilhaft, weiterhin vorzusehen, daß die Anzeigeeinrichtung eine LCD-Anzeige ist. Hierdurch wird der Operateur rechtzeitig auf mangelnden Energievorrat des Energiespeichers und Abfall der Spannung hingewiesen, so daß er während einer Operation hiervon nicht überrascht wird, sondern rechtzeitig vorher den Energiespeicher austauschen kann. Vorzugsweise ist auch der Akkumulator auswechselbar in einem entsprechenden Fach im Gehäuse angeordnet. Eine weitere bevorzugte Ausgestaltung sieht vor, daß der Antrieb mit einem Geschwindigkeitsregler versehen ist. Weiterhin weist er selbstverständlich einen Ein- und Ausschalter auf.

Weitere Vorteile und Merkmale der Erfindung ergeben sich aus den Ansprüchen und aus der nachfolgenden Beschreibung, in der zwei Ausführungsbeispiele der Erfindung unter Bezugnahme auf die Zeichnung im einzelnen erläutert ist. Dabei zeigt:

- Figur 1 eine Seitenansicht, teilweise geschnitten, des Schneidbereichs der erfindungsgemäßen Vorrichtung in Einführungszustand;
- Figur 2 den Gegenstand der Figur 1 im Arbeitszustand;
- Figur 3 einen Schnitt entsprechend III-III der Figur 2;
- Figur 3a einen Schnitt entsprechend der Figur 3 mit stumpfen Körbchendrähnen;
- Figur 4 eine Gesamtdarstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung mit Antriebsteil;
- Figur 5 eine zangenartige Ausbildung einer erfindungsgemäßen Vorrichtung;
- Figur 6 ein weiteres Ausführungsbeispiel;
- Figur 7 eine Seitenansicht des erfindungsgemäßen Antriebs;
- Figur 8 eine Draufsicht auf den Antrieb entsprechend dem Teil II der Figur 1;

- und
 Figur 9 eine bevorzugte Ausführungsform der Kopplung des Linearantriebs mit dem mitteltourigen Drehantrieb.
 Figur 10 die schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels für einen motorischen hin- und hergehenden Linearantrieb des Anschlußteils

Die erfindungsgemäße Vorrichtung weist in der dargestellten Ausführungsform einen flexiblen Hohl-
 draht 1 auf, der beispielsweise durch Wendeln von
 drei Litzen 2, 3, 4, gebildet ist. Der Hohl-
 draht 4 ist durch einen Katheter 6 geführt. In einem als Zu-
 sammenführungsstelle 7 bezeichneten Bereich ist
 die Schraubenwicklung der Einzeldrähte 2, 3, 4
 aufgehoben und diese sind im wesentlichen paral-
 lel zueinander axial geführt, bis sie in einem wei-
 teren Zusammenführungsbereich 8, der mit Abstand
 zu dem erstgenannten angeordnet ist, wieder zu-
 sammengeführt und in Schraubgewindeführung zu
 einen weiteren Abschnitt 9 des Hohl-
 drahtes 1 gebildet sind. An den Zusammenführungsstellen 7, 8
 können Hülsen 11, 12 aufsitzen, die ein Aufdrehen
 der gewickelten Bereiche verhindern. Am proxima-
 len Ende 13 kann ebenfalls eine Hülse 14 auf dem
 Hohl-
 draht 1 aufgeklemt sein.

Durch den gesamten Hohl-
 draht 1 erstreckt sich frei und axial zu diesem verschiebbar ein Zug-
 draht 21. Daß aus dem proximalen Ende 13 des Hohl-
 drahtansatzes 9 herausragende Ende des Zug-
 drahts 21 ist mit einem Widerlager in einer Kugel
 22 versehen, deren Durchmesser zumindestens
 über dem Innendurchmesser des Hohl-
 drahtansatzes 9 liegt und vorzugsweise dem Außendurch-
 messer des Hohl-
 drahtansatzes 9 bzw. der Hülse 14
 entspricht oder größer ist. Die Kugel 22 oder ein
 entsprechendes gegebenenfalls konisch ausgebil-
 detes Widerlager kann mit Schneidkanten versehen
 sein, die entweder direkt an der Kugel ausgebildet
 sind, durch aufgebrachte Diamantsplitter oder der-
 gleichen oder aber eine mit Mikroschneidkanten
 versehene Folie sind; insbesondere im letzteren
 Fall ist das Widerlager vorzugsweise als Kegel
 oder auch Zylinder ausgebildet.

Die sich zwischen den Bereichen 7, 8 frei
 erstreckenden Einzeldrähte 2, 3, 4 sind zumin-
 destens im Mittelbereich ihrer Längserstreckung A
 mit Schneiden 16 versehen. Die Schneiden 16 sind
 dabei im wesentlichen tangential zum zentralen
 Zugdraht 21 bzw. einen durch die Drähte 2, 3, 4
 gebildeten Rotationsellipsoid gerichtet. Sie können
 dabei von einer Seite jedes Drahtes ausgebildet
 sein und zwar wenn nur eine Drehrichtung vorge-
 sehen ist dann in Drehrichtung; vorzugsweise sind sie
 aber an zwei Seiten ausgebildet, so daß die er-
 findungsgemäße Vorrichtung mit zwei Drehrichtungen
 eingesetzt werden kann. Weiterhin liegen die
 Schneidkanten 16 radial gesehen (zum Draht 21

bzw. dem erwähnten Rotationskörper) möglichst
 außerhalb, wie dies in der Figur 3 dargestellt ist.
 Alternativ müßten die Drähte 2, 3, 4 des der durch
 sie gebildeten Körbchens keine Schneidkanten auf-
 weisen, können vielmehr auch stumpf, beispiels-
 weise aus Runddraht ausgebildet sein, wie dies in
 der Figur 3a dargestellt ist.

Wenn nun die Drähte 2 bis 4 mit ihren
 Schneidkantenbereichen 16 in der aus Figur 1 er-
 sichtlichen unbelasteten Stellung, bei denen sie nur
 eine geringe Querschnittsfläche umschließen durch
 den Katheter 6 in den Bereich einer Stenose eines
 Gefäßes, gegebenenfalls nach Rekanalisation ein-
 gebracht wurde, so kann eine Atherektomie vorge-
 nommen werden, indem der Zugdraht 21 vom di-
 stalen Ende der Vorrichtung her in distale Richtung
 gezogen wird. Hierzu werden die freigespannten
 Drähte 2 bis 4 axial belastet und ihre Enden axial
 gegeneinandergedrückt, wodurch die Mittelberei-
 che der Drähte nach außen gedrückt werden.
 Durch Rotation der Drähte 2 bis 4, gegebenenfalls
 durch einen am distalen Ende des Hohl-
 drahtes 1 angreifenden motorischen - vorzugsweise batterie-
 oder akkubetriebenen - Antrieb können durch die
 Schneidkanten 16 Ablagerungen im Bereich der
 Stenose abgetragen werden und derart das Gefäß
 wieder weitgehend freigelegt werden, indem der
 Radius des durch die Drähte 2 bis 4 gebildeten
 Rotationsellipsoids stufenweise oder kontinuierlich
 bis zu dem gewünschten Umfang erweitert wird.
 Insbesondere kann eine Freilegung bis zu einem
 Querschnitt erreicht werden, der über dem Quer-
 schnitt des Einführungskatheters 6 liegt. Weiterhin
 wird durch die erfindungsgemäße Vorrichtung er-
 reicht, daß trotz sehr kleiner Funktionstellen im
 Bereich von fünf Charrière oder "French" ($5/3 \approx$ ca.
 1,7 mm) Gefäße bis zu einem Durchmesser von
 über zehn Charrière, teilweise bis zu 8 mm freige-
 legt werden können.

Die Rekanalisation einer gegebenenfalls voll-
 ständig geschlossenen Stenose kann in herkömm-
 lich und an sich bekannter Weise erfolgen. Stattd-
 essen kann, wenn das Teil 22, wie eine Kugel mit
 Schneidelementen versehen ist, die erfindungsge-
 mäße Anordnung bis vor die Stenose vorgeschoben
 werden, wobei der Zugdraht 21 als Führungs-
 draht dienen kann. Auf jeden Fall wird, sobald die
 Kugel 22 unter der gleichen an der Stenose zur
 Anlage kommt der Zugdraht 21 in Rotation ver-
 setzt, so daß die Kugel 22 oder dergleichen die
 Stenose rekanalisieren kann und sich daher derart
 selbst einen Durchgang durch diese schaffen kann.
 Vorzugsweise wird die ganze Anordnung ein-
 schließlich der sich frei erstreckenden Drahtberei-
 che 2 bis 4 durch die Stenose hindurchgeschoben,
 anschließend die Aufweitung vorgenommen und
 durch Rückwärtsziehen der Drähte 2 bis 4 die
 oben erwähnte Erweiterung geschaffen.

Das abgeschälte Plaque-Material wird vorzugsweise durch den Katheter 6 abgesaugt, wobei es, wie er in der Figuren 1 und 2 dargestellt ist, neben dem Hohlraht 1 abgesaugt werden kann. Grundsätzlich kann auch ein zweilumiger Katheter mit einem Nebenlumen verwendet werden, durch welches Streptokinase oder dergleichen zum Anlösen von Ablagerungen eingespritzt werden kann.

Eine Katheteranordnung 6, wie sie im Rahmen der Erfindung eingesetzt werden kann, ist in der Figur 4 dargestellt. Der Katheter 6 weist in seinem distalen Bereich 27 einen Abzweig 29 auf. An dem Abzweig 29 ist ein Schlauchteil 30 befestigt, das mit seinem dem Abzweig 29 abgewandten Ende 37 über einen Adapter 28 mit einer Absaugeinrichtung verbindbar ist, um die abgeschnittenen Ablagerungen durch den Katheter 6 abzusaugen. In bevorzugter Ausgestaltung ist die Absaugeinrichtung eine motorisch, insbesondere elektrisch, vorzugsweise batteriebetriebene Pumpe, deren Absaugrate veränderbar, wie einstellbar, steuerbar oder regelbar ist.

Proximal des Abzweigs 29 ist ein dichter Durchlaß für die Drähte 1, 21 vorgesehen. Die Dichtung ist dabei vorzugsweise derart ausgebildet, daß in einem Ventiltail 61, wie eines hämostatischen Ventils, ein kurzes, elastisches und flexibles Schlauchteil angeordnet ist, dessen Durchmesser im unbelasteten Zustand derart ist, daß der Hohlraht 1 und auch der Zugdraht 21 mit seiner Kugel 22 im unbelasteten Zustand des Schlauchteils durch dieses frei hindurchgesteckt werden kann. Ein Hülansenatz 62 ist mit einem Gewinde versehen. Auf diesem sitzt eine mit einem Innengewinde versehene Kappe 63 auf. Die Kappe 63 drückt mit ihrer Stirnseite 64, wenn sie zum Abzweig 29 hingeschraubt wird, das Schlauchstück axial zusammen, wodurch dieses sich am Hohlraht 1 anlegt und eine sichere, zuverlässige Abdichtung bildet. Der Hohlraht 1 kann dann weiterhin unter Reibung axial vor- und zurückgeschoben werden.

Ein distales Ende 31 des Hohlrahtes 1 ist in einer angetriebene Hohlwelle 39 eines Antriebsmotors 38 axial verschiebbar, kann aber mit der Welle axial- und drehfest verspannt werden, beispielsweise über eine Verspanneinrichtung 32. Die Hohlwelle 39 ist im Motorteil 38 drehantreibbar gelagert. Entweder sie oder eine weitere Hohlwelle 33 ragt am rückwärtigen Ende 34 des Motors 38 aus diesem heraus. Durch die Hohlwellen 39, 33 erstreckt sich der Zugdraht 21, der über eine Klemmeinrichtung 36 drehfest mit der Welle 33 (die wie gesagt gegebenenfalls einstückig mit der Welle 39 ausgebildet sein kann) verbunden wird. Nach Einbringen der erfindungsgemäßen Anordnung in das freizulegende Gefäß und mit der Kugel 22 oder dergleichen bis vor den Verschluß wird der Motor 38 eingeschaltet, so daß der Zugdraht 21

(gegebenenfalls auch der Hohlraht 1) und insbesondere die mit dem Zugdraht 21 verbundene gegebenenfalls aufgeraute Kugel 22 in Drehungen versetzt wird. Die Kugel 22 wird dann durch Vorbewegen des Motors 38 in proximaler Richtung unter ihrer durch die Drehung bewirkten Schneidwirkung gegen den Verschluß und durch diesen hindurchgedrückt, bis eine Rekanalisation erreicht ist. Anschließend wird der Hohlraht 1 mit seinem vorderen Hohlrahtansatz 9 sowie den Einzeldrahtbereichen 2 bis 4 durch den Kanal des zur proximalen Seite der Stenose hindurchgeschoben. Daraufhin kann die Klemmeinrichtung 38 gelöst werden. Der Zugdraht 21 wird zurückgezogen, so daß eine Relativverschiebung des Zugdrahtes 21 zum Hohlraht 1 bewirkt wird. Der Zugdraht 21 nimmt über die Kugel 21 den Hohlrahtansatz 9 mit, wodurch die mit den Schneiden 16 versehenen Einzeldrähte 2, 3 und 4 radial nach außen gedrückt werden. Nach Erreichen eines gewünschten Radius wird die Klemmvorrichtung 36 wieder festgelegt und anschließend wird der Motor 38 in Betrieb gesetzt, so daß sich das durch die Einzeldrähte 2 bis 4 gebildete Körbchen dreht und unter Zurückziehen des Motors 38 und damit der beiden Drähte 1 und 21 einen gewünschten Hohlzylinder aus der Stenose herausschneidet.

Dieser Vorgang kann gegebenenfalls mehrmals wiederholt werden, bis der gewünschte Durchmesser im Gefäß freigelegt ist.

In Figur 5 ist eine zweite Ausführungsform dargestellt. Am proximalen Ende des Hohlrahtes 1 ist eine zangenartige Vorrichtung angeordnet, die über einen im Inneren des Hohlrahtes 1 liegenden Draht oder dergleichen in bekannter Weise zum Öffnen und Schließen der Zange steuerbar ist. In der vereinfachten Darstellung (Figur 5) weist die Zange zwei Zangenbacken 19 mit Schneiden 16 auf. In dieser Ausführung sind die Außenkanten der Backen 19 angeschliffen und sie bilden die Außenschneiden 17, außerdem sind die Frontkanten der Backen 19 angeschliffen zur Bildung der Frontschneiden 18.

Diese Vorrichtung wird vorzugsweise so eingesetzt, daß die Zange im geschlossenen Zustand durch den Einführungskatheter 6 bis zur Stenose vorgeschoben wird. Über den Hohlraht 1 wird die Zange in Rotation versetzt und beim weiteren Vorschieben mittels des Hohlrahtes 1 können die Frontschneiden 18 die Stenose durchdringen. Die Zange wird dann in bekannter Weise, z.B. durch den Zugdraht 21 gesteuert, auf den gewünschten Durchmesser gespreizt und unter Rotation zurückgezogen. Dabei wird die Stenose durch die Außenschneiden 17 auf den eingestellten Durchmesser ausgeschält.

In Figur 6 ist eine weitere Ausführungsform dargestellt. Diese basiert auf einer Art "Silverman-

Nadel" 60, die zwei Enden 61 mit Schneiden 16 aufweist. Die beiden Enden 61 haben eine innere Spannung, so daß diese sich so weit spreizen, wie es in dieser Ausführung durch die verschiebbare Hülse 62 ermöglicht wird. Die Hülse 62 kann z.B. mit dem Hohl Draht 1 verbunden bzw. identisch sein, und die Nadel 60 über den sonst als Zugdraht 21 benutzten inneren Draht in Rotation versetzt werden, wenn dieser mit der Nadel 60 drehfest verbunden ist. Durch relatives, axiales Verschieben der Hülse 62 gegen die Nadel 60 spreizen sich die Enden 61 aufgrund ihrer Eigenspannung auf den gewünschten Durchmesser und entsprechend den Ausführungen zu Figur 5 kann mittels der Schneiden 16 eine Stenose durch Rotation der Nadel 60 und Vor- bzw. Zurückziehen von Nadel 60 und Hülse 62 ausgehöhlt werden.

Der erfindungsgemäße Antrieb 101 weist ein Gehäuse 102 auf, in dem sich ein Elektromotor sowie eine Energiequelle, sowie eine Batterie oder ein Akkumulator befindet, der über die Öffnung 104 in das Gehäuse einschiebbar ist. Im Gehäuse befindet sich weiterhin ein Drehzahlregler für den Motor, der über einen Einstellknopf 106 steuerbar ist, so daß die Drehzahl in gewünschten Bereichen beispielsweise zwischen 0 und 2000 Umdrehungen pro Minute oder mehr einstellbar und auch veränderbar ist. Im Gehäuse ist weiterhin eine Anzeige 107, hier eine LCD-Anzeige vorgesehen, die anzeigt, wann die Energie des Energiespeichers aufgebraucht und daher ein Wechsel notwendig ist. Weiterhin ist der Antrieb 101 mit einem Ein- und Ausschalter zum Ein- und Ausschalten des Drehantriebs versehen. An der Vorderseite des Antriebs 101 ist am Gehäuse eine Brücke 109 vorgesehen, die an ihrem dem Gehäuse 102 abgewandten Ende (bei 110) einen von der Oberseite offenen Durchbruch mit hinterschnittenen seitlichen Nuten 130 Durchbruch 120 aufweist, in die radial Flansche an einem hohlen Führungsteil, wie einem Absaugkatheter einsetzbar sind, so daß diese relativ zum Antrieb 101 und insbesondere dessen Gehäuse 102 insbesondere in axialer Richtung festlegbar ist.

In den von der Haltebrücke 109 für den Katheter umgebenen Raum ragt ein Anschlußteil 110 mit einer Antriebswelle 114, die an ihrem freien Ende mit einem Verbindungsansatz 116, wie beispielsweise einem männlichen Luer-Lok versehen ist. Hier ist über das weibliche Luer-Teil eine Einrichtung zum Entfernen der Ablagerungen durch Drehen dieser Einrichtung, wie eine Rotationsspirale, drehfest anbringbar. Die genannte Einrichtung oder Rotationsspirale weist über ihre etwa der Länge des hohlen Führungsteils oder Katheters entsprechenden Länge eine gerade Welle auf und kann an ihrem proximalen Ende, das heißt dem dem Antrieb 101 abgewandten Ende mit einer Wendelausbildung sowie an dieser anschließend einer Kugel

mit oder ohne Schneidkantenausbildung oder aber auch mit einem radial spreizbaren Körbchen, gegebenenfalls mit Schneidenausbildung versehen sein.

Auf der Oberseite des Gehäuses befindet sich ein Schieberteil 117, mit welchem zu diesem drehbar, aber axial fest die Welle 114 verbunden ist. Die Welle 114 steht wiederum in axialem, aber drehfesten Eingriff mit einem Abtriebsstummel des im Gehäuse 102 befindlichen Motors.

Eine konkrete Ausführungsform dieser Verbindung ist in der Figur 9 dargestellt. Die Antriebswelle 114 trägt an ihrem vorderen Ende drehfest den Luer-Lok 116. Sie weist ebenfalls drehfest mit Abstand zueinander angeordnete Radialflansche 141, 142 auf, die beispielsweise an einer aufgesetzten Hülse 143, wie einer mit der Welle 114 festgelöteten Messinghülse ausgebildet sein können. Zwischen den Flanschen 141, 142 greift an der Welle 114 oder der mit dieser verbundenen Hülse 143 unter Gewährleistung der Drehbeweglichkeit ein C-förmiges Teil 144 an, das über die Welle 114 beziehungsweise die Hülse 143 geschnappt wurde und fest mit dem Schieberteil verbunden, beispielsweise mit diesem einstellig ausgebildet ist.

Jenseits den Flanschen 141, 142 ragt die Welle 114 in eine Führungshülse 145, die über ein Lager 146 drehbar relativ zum Gehäuse gelagert ist. Am Ende der Führungshülse ragt die Abtriebswelle 147 eines Motors 148 in die Hülse 145 und ist durch eine durch Querbohrungen 149 mittels eines Stifts 150 drehfest mit dieser verbunden. Der Querschnitt des in die Führungshülse 145 ragenden Teils 114a der Welle 114 sowie der Innenquerschnitt der Führungshülse 145 sind nicht kreisförmig, sondern haben eine von der Kreisform abweichende Form, beispielsweise eine Abflachung, so daß die Welle 114 von der durch den Motor 148 angetriebenen Führungshülse 145 mitgedreht werden kann. Die Welle 114 wird weiterhin noch durch ein Lager 150a, relativ zu dem sie verschiebbar und drehbar ist, geführt.

Durch die beschriebene Ausgestaltung ist einerseits der Drehantrieb der Welle 114 durch den Motor 148 und andererseits die axiale Verschiebbarkeit der Welle 114 relativ zu und in der Hülse 145 gesichert.

In der Figur 10 ist schematisch eine Ausführungsform zur Umsetzung des vom Drehantrieb für das Anschlußteil 114 abgeleiteten linearen Hin- und Herbewegens für dieses dargestellt. Das Anschlußteil 114 ist drehbeweglich, aber axial fest mit einer Hülse 151 - ähnlich der der erwähnten Hülse 143 - verbunden, beispielsweise durch beidseitig der Hülse 151 fest auf dem Anschlußteil 114 aufsitzen den Radialflansche 152. Um die Reibung zu vermindern, kann im Inneren der Hülse 151 zwischen dieser und dem Anschlußteil 114 eine übliche Lagerung ausgebildet sein. Im Außenumfang der Hül-

se befindet sich eine geschlossene Nut, die mäanderförmig von der einen Stirnseite der Hülse und um diese weiter herum wieder zur ersten Stirnseite zurückgeführt ist. In die Nut greift der Nocken 156 einer weiteren Drehhülse 157 ein. Damit die Hülse 151 sich nicht bei Drehung der Hülse 157 mitdreht, ist sie über einen Nocken 161 in einer Nut 162 der Wandung 163 des Gehäuses 102 oder eines mit diesem fest verbundenen Teils geführt. Bei Drehung der Hülse 157 drängt der Nocken 156 gegen die zu seiner Drehrichtung schräg verlaufende Wandung der Nut 153 der Hülse 151. Da diese sich aufgrund ihrer Linearführung 161, 162 nicht mitdrehen kann, wird sie durch den Nocken 156 axial verschoben, bis der Nocken 156 zu einem der Umkehrpunkte der Nut 153 bei den Stirnbereichen der Hülse 151 gelangt, wo die Linearbewegung dann umgedreht wird. Über die Flansche 152 nimmt die Hülse 151 das Anschlußteil 114 bei ihrer Hin- und Herbewegung mit. Der Drehantrieb der Drehhülse 157 kann vom Drehantrieb des Motors abgeleitet werden und zwar, da die Hin- und Herbewegung der Hülse 151 und damit die Drehbewegung der Hülse 157 wesentlich geringer sein soll als die Drehbewegung des Motors über ein Untersetzungsgetriebe, das beispielsweise in Form von Sonnenrad-Planeten-Getrieben mit in der Hülse 157 ausgebildeten Innenzahnrad, in Form von Uhrwerksgetrieben oder dergleichen ausgebildet sein kann. Der Drehantrieb der Welle 114 und damit des Anschlußteils 110 erfolgt in der gleichen Weise direkt, wie dies unter Bezugnahme auf Figur 9 beschrieben wurde.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Atherektomie mit mindestens einem drehbaren Element zum Abtragen von Belägen, Okklusionen, oder dergleichen in einem Gefäß, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare Element (2, 3, 4) aus einer achsnahen Stellung radial spreizbar ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß Endbereiche des drehbaren Elements (2, 3, 4) in der radialen Spreizung axial aufeinander zubewegbar sind.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die drehbaren Elemente Drahtabschnitte (2, 3, 4) sind, die an mit Abstand voneinander angeordneten Verbindungsstellen (7, 8) zusammengehalten sind und daß die Verbindungsstellen (7, 8) axial aufeinander zubewegbar sind, wodurch die Drahtabschnitte (2, 3, 4) insbesondere in ihren mittleren Bereichen spreizbar sind.
4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekenn-

zeichnet, daß durch die Verbindungsstellen (7, 8) ein Zugdraht (21) geführt ist, mittels dem die Verbindungsstellen (7, 8) zueinander hinziehbar sind.

5. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Drahtabschnitte (2, 3, 4) im Bereich der Verbindungsstellen (7, 8) durch Hülsen (11, 12) zusammengehalten sind.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die drehbaren Elemente (2, 3, 4) distal mit einem schraubenförmig gewickelten Hohl Draht (1) verbunden sind.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1, dadurch gekennzeichnet, daß sich an das drehbare Element bzw. die Drahtabschnitte (2, 3, 4) proximal ein schraubenförmig gewickelter Hohl Drahtansatz (9) anschließt.
8. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare Element bzw. die Drahtabschnitte (2, 3, 4) einstückig mit den Hohl Drahtteilen (1, 9) ausgebildet sind.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1, dadurch gekennzeichnet, daß die drehbaren Elemente (2, 3, 4) Schneiden (16) aufweisen.
10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneiden (16) durch Anschleifen der Einzeldrähte (2, 3, 4) gebildet sind.
11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneiden (16) sich nur über einen Teil (A) der Länge der Einzeldrähte (2, 3, 4) erstrecken.
12. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Zugdraht (21) sich durch den Hohl Draht (1, 9) erstreckt.
13. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Zugdraht (21) die Schneiden (16) bzw. Einzeldrähte (2, 3, 4) proximal überragt und an seinem überragenden Ende (bei 13) ein erweitertes Widerlager (Kugel 22) gegen eine distal ausgeübte Zugkraft befestigt ist.
14. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß der proximale Hohl Drahtansatz (9) an seinem proximalen Ende (bei 13) mit einer Verstärkung (Hülse 14) versehen ist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß das Widerlager als Kugel (22) ausgebildet ist.
16. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß das Widerlager (22) glatt ist.
17. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß das Widerlager (22) aufgeraut ist.
18. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß das Widerlager (22) mit Schneidteilen versehen ist.
19. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß Zugdraht (21) und Hohl Draht (1) relativ zum motorischen Antrieb (38) axial einstellbar und festspannbar sind.
20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Zugdraht (21) als Hohl Draht ausgebildet ist und sich dessen Hohlraum gegebenenfalls durch das Widerlager (22) hindurch erstreckt.
21. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneide(n) (16) sich in der achsnahen Stellung im wesentlichen axial erstreckt (erstrecken).
22. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneiden (16) zangenartig ausgebildet sind.
23. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneiden (16) angeschliffene Axialkanten der Zangenbacken sind.
24. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, gekennzeichnet durch einen motorischen Rotationsantrieb für die drehbaren Elemente (16).
25. Vorrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, daß der motorische Drehantrieb (38) im Bereich der distalen Enden (bei 34, 37) an dem Hohl Draht (1) und/oder dem Zugdraht (21) drehfest angreift.
26. Antrieb für eine Vorrichtung zum Entfernen von Ablagerungen, wie Okklusion in Gefäßen oder dergleichen, mit einer Einrichtung zur Aufnahme des Anfangs eines langgestreckten hohlen Führungsteils, wie eines Katheters, und mit einem drehbaren Anschlußteil zum Drehantrieb von Einrichtungen zur Abtragung der Ablagerungen vor dem oximalen Ende des Führungsteils, dadurch gekennzeichnet, daß das Anschlußteil (10) in axialer Richtung relativ zur Führungsteil-Aufnahme (9) hin- und herbewegbar ist.
27. Antrieb nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare Anschlußteil manuell axial hin- und herbewegbar ist.
28. Antrieb nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare Anschlußteil motorisch axial-hin- und herbewegbar ist.
29. Antrieb nach Anspruch 28, gekennzeichnet durch eine axial fest, aber drehbar mit dem Anschlußteil (10) und drehfest mit dem Gehäuse (2) des Antriebs verbundene Hülse mit einer geschlossenen, in Form eines Meanders um den Umfang geführten Nut, in der die Nocken eines mit gegenüber der Winkelgeschwindigkeit des Anschlußteils (10) geringer Winkelgeschwindigkeit umlaufenden Übertragungsteils eingreift.
30. Antrieb nach einem der vorangehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine am Anschlußteil (10) ausgebildete Aufnahme (16).
31. Antrieb nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß im Aufnahmeteil für das Führungsteil eine einen Flansch aufnehmende an ihren beiden Stirnseiten durch Schultern begrenzte Nut (13) ausgebildet ist.

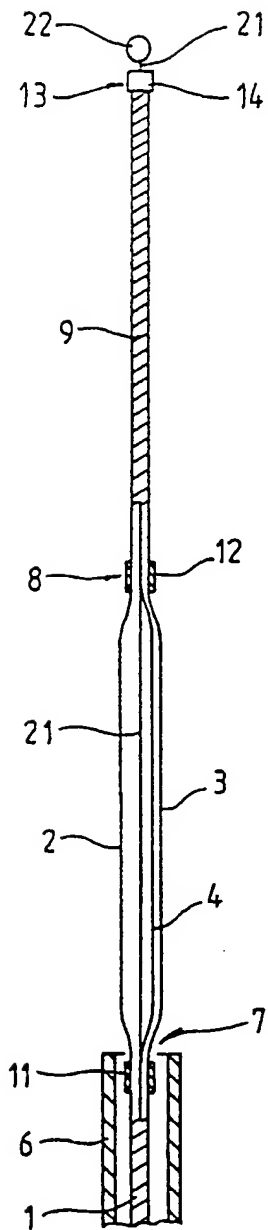


Fig. 1

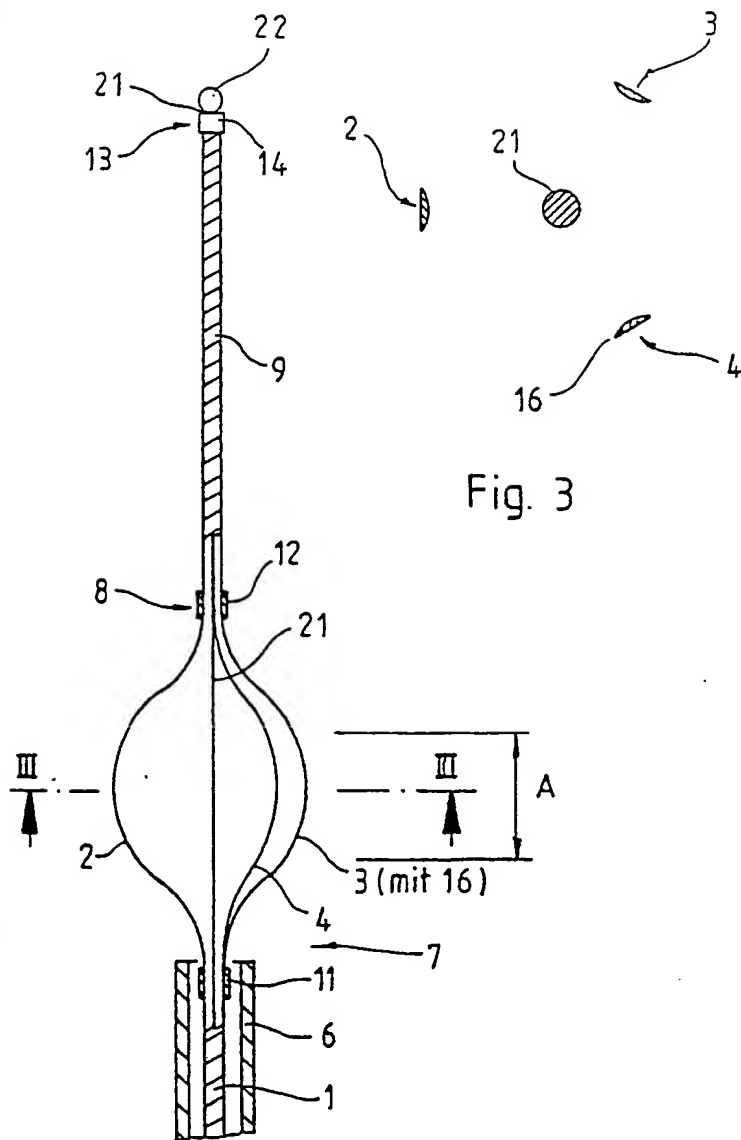


Fig. 2

Fig. 3

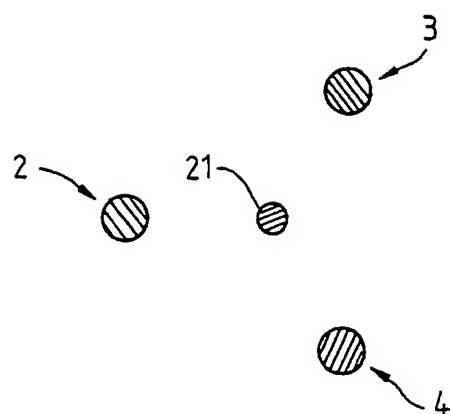


Fig. 3a

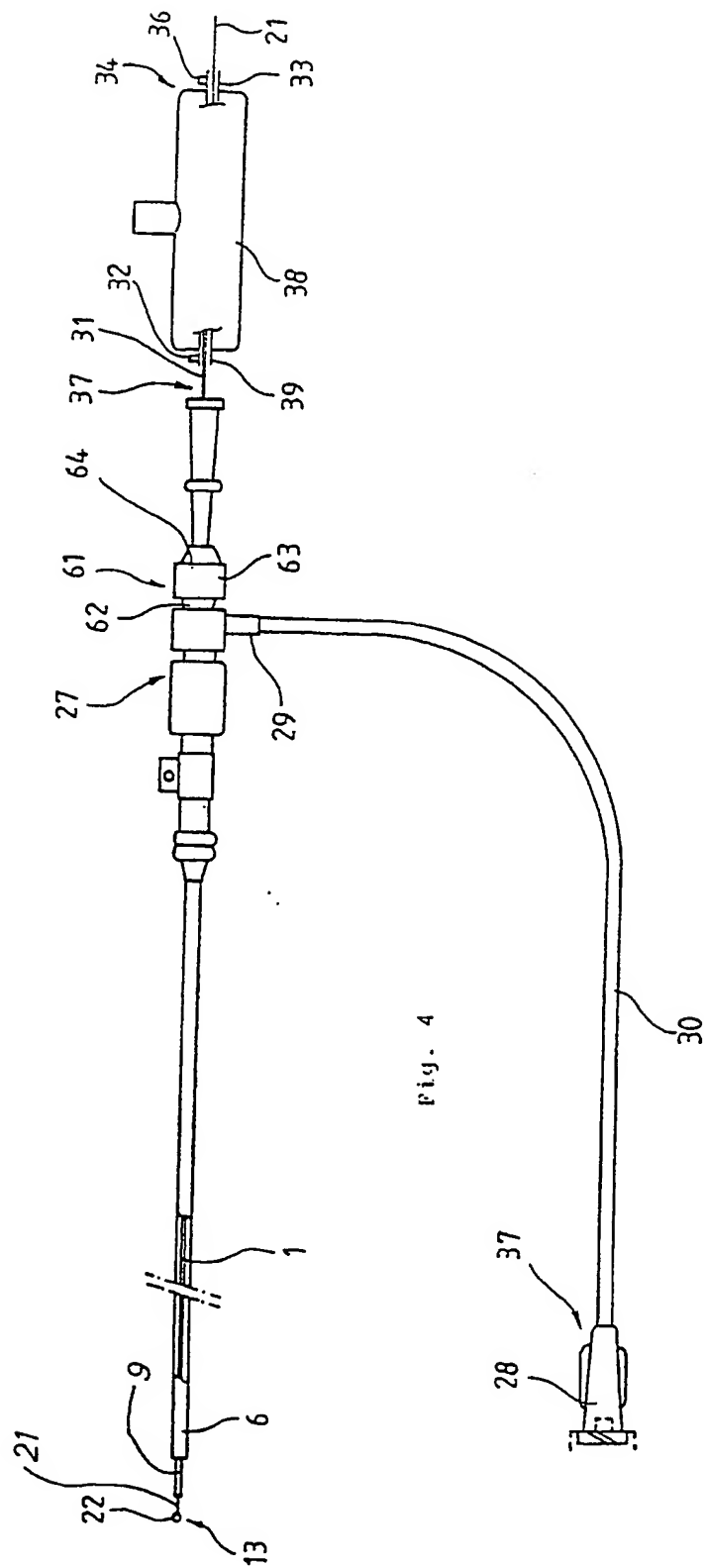


Fig. 4

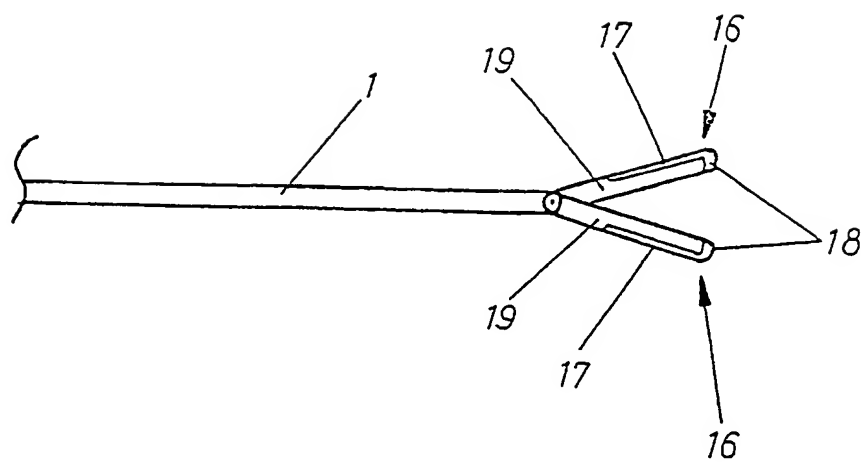


Fig.5

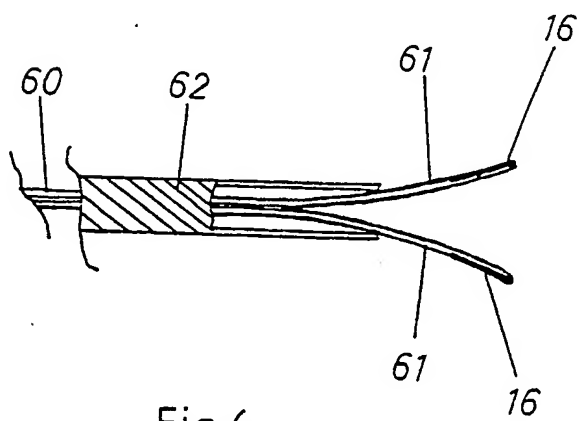


Fig.6

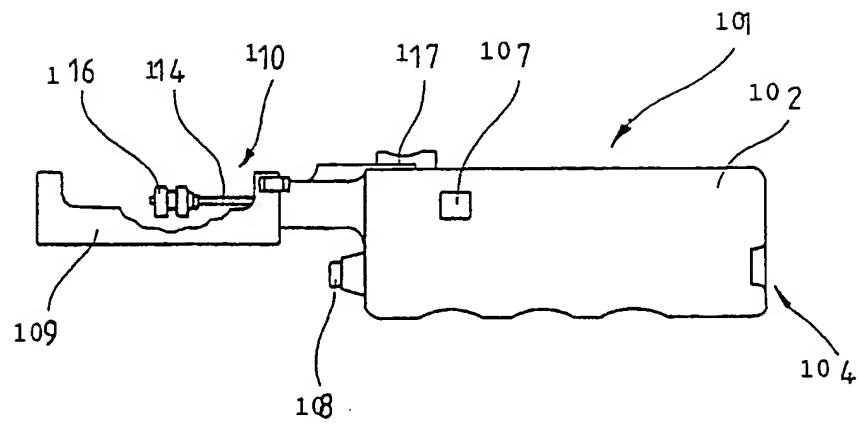


Fig. 7

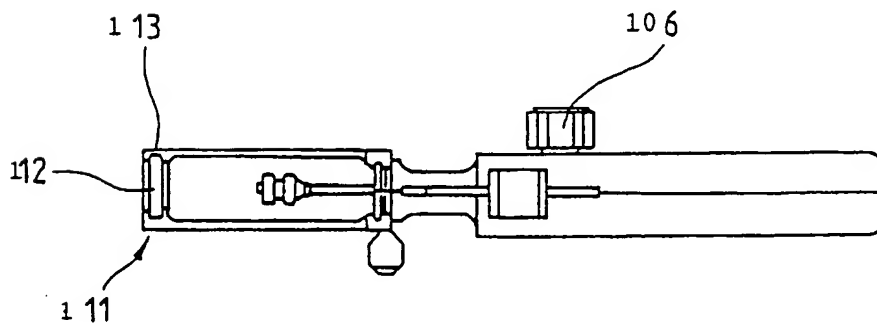


Fig. 8

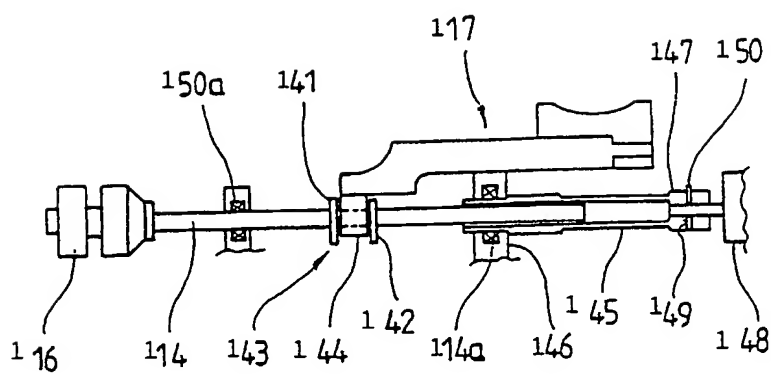


Fig. 9

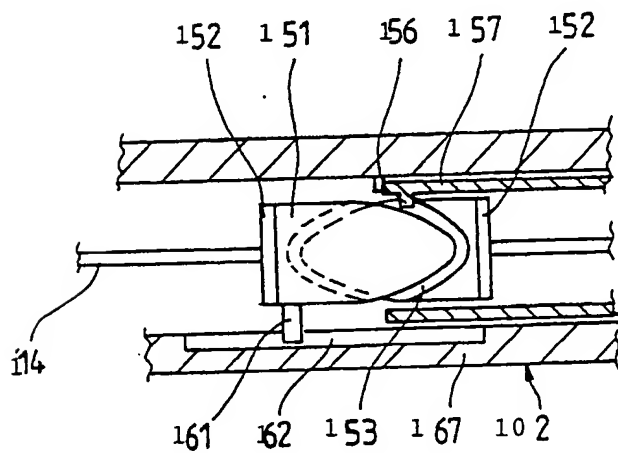


Fig. 10



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 90 12 5332

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl.5)
X	US-A-2 730 101 (HOFFMAN) * Ansprüche 1,4; Spalte 2, Zeilen 61-70; Figuren 1,3 *	1-5,9,13, 21	A 61 B 17/32 A 61 B 17/22
A	---	26,27	
X	EP-A-0 338 965 (PAPANTONAKOS) * Ansprüche 1,5,12; Figuren 2a,b*	1-6	
A	---	24,26,28	
X	US-A-4 679 557 (OPIE ET AL.) * Ansprüche 1,2,6,7,11; Figuren 3-5 *	26,28	
A	---	1	
X	EP-A-0 352 872 (DEVICES FOR VASCULAR INTERVEN- TION INC) * Ansprüche 1-4; Figuren 1A,B,7 *	26,28	
A	---	1	
A	US-A-4 273 128 (B.J. LARY) * Ansprüche 1,2,4; Figur 10 *	1,15,26	
A	---		
A	US-A-4 770 174 (LUCKMAN et al.) * Zusammenfassung; Figur 2 *	1,26	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl.5)
A	---		
A	DE-A-2 545 761 (SCHMIDT) * Anspruch 1; Figur 1 *	1,26	A 61 B
A	---		
A	DE-U-8 702 530 (CRAMER) * Ansprüche 1,2; Seite 9, Zeilen 22-31; Figur 1 *	1,26-28	
A	-----		
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort		Abschlußdatum der Recherche	Prüfer
Berlin		28 Mai 91	PAPA E.R.
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X: von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y: von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A: technologischer Hintergrund O: nichtschriftliche Offenbarung P: Zwischenliteratur T: der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E: älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D: in der Anmeldung angeführtes Dokument L: aus anderen Gründen angeführtes Dokument &: Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument			